

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Bakalářská práce

2013

Ivo Vorek

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Řízení simulátoru defibrilátoru pomocí
mikrokontroléru
Control the defibrillator simulator by the microcontroller

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Zadání bakalářské práce

Student: **Ivo Vorek**
Studijní program: B2649 Elektrotechnika
Studijní obor: 3901R039 Biomedicínský technik
Téma: **Řízení simulátoru defibrilátoru pomocí mikrokontroléru**
Control the Defibrillator Simulator by the Microcontroller

Zásady pro vypracování:

1. Popis srdeční činnosti.
2. Popis defibrilátoru a jeho režimů.
3. Mikrokontroléry Freescale řady S08.
4. Návrh simulátoru na synchronizovanou defibrilaci.
5. Konstrukce a programování simulátoru.
6. Testování a zhodnocení výsledků.
7. Vytvoření návodu pro práci se simulátorem.

Seznam doporučené odborné literatury:


- [1] BRONZINO, Joseph D., et al. *The Biomedical Engineering Handbook*. 1st Edition. Boca Raton: CRC Press, 1995. 2896 s. ISBN 0849383463.
- [2] ADAMEC, Ondřej. *Návrh a realizace biozesilovače s digitalizací a signálovým předzpracováním*. Ostrava, 2008. Diplomová práce. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, Fakulta elektrotechniky a informatiky, Katedra měřicí a řídicí techniky.
- [3] WEBSTER, John G. *Medical Instrumentation: Application and Design*. 3rd Edition. Hoboken (USA): Wiley, 1998. 961 s. ISBN 0-471-15368-0.
- [4] VAN SICKLE, Ted. *Programming microcontrollers in C*. 2nd ed. Eagle Rock, Calif.: LLH Technology Pub., c2001. xvi, 454 s. ISBN 1-878707-57-4.
- [5] ZÁHLAVA, Vít. *Návrh a konstrukce DPS*. 1. vyd. Praha: BEN - technická literatura, 2010. 123 s. ISBN 978-80-7300-266-4.
- [6] FREESCALE. *S08G Microcontroller, Datasheet documentation*. [s.l.]: FREESCALE, c2010.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

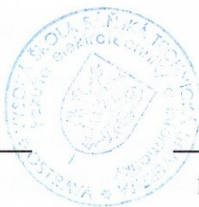
Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Michal Prauzek, Ph.D.**

Datum zadání: 16.11.2012

Datum odevzdání: 07.05.2013



doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.
vedoucí katedry



prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.
děkan fakulty

„Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.“

V Ostravě 7.5.2013



Podpis

Poděkování:

Rád bych zde poděkoval vedoucímu bakalářské práce Ing. Michalovi Prauzkovi, Ph.D. a všem pracovníkům laboratoře D400 za jejich rady a čas, který mi věnovali při řešení dané problematiky.

Abstrakt

Tato bakalářská práce pojednává o problematice srdeční fibrilace. V práci je popsána elektrofyziologie srdce, problematika fibrilace, defibrilátory a problematika synchronizované defibrilace. V druhé části práce je navrhnuto, sestaveno a naprogramováno simulátor pro synchronizovanou defibrilaci řízený mikrokontrolérem Freescale.

Klíčová slova

Srdce, elektrofyziologie srdce, fibrilace, defibrilace, defibrilační impuls, synchronizovaná defibrilace, arytmie, defibrilátor, Freescale, zesilovač EKG, generátor defibrilačního impulsu, CodeWarrior

Abstract

This thesis deals with the issue of cardiac fibrillation. The thesis describes the electrophysiology of the heart, the issue of fibrillation, defibrillators, and synchronized defibrillation issue. In the second part is designed, built and programmed simulator for synchronized defibrillation controlled Freescale microcontroller.

Key words

Heart electrophysiology heart fibrillation, defibrillation, defibrillation pulse, synchronized defibrillation, arrhythmias, defibrillator, Freescale, ECG amplifier, defibrillation pulse generator, CodeWarrior

Slovník cizích slov a zkratek

<i>a/d</i>	– analogově digitální převodník
<i>BPM</i>	– <i>beat per minute</i> – úderů za minutu – srdeční tep
<i>CNS</i>	– centrální nervový systém
<i>CISC</i>	– kompletní instrukční sada
<i>cor</i>	– srdce
<i>DPS</i>	– deska plošných spojů
<i>endokard</i>	– vnitřní vrstva srdce srdeční nitroblána
<i>MCU</i>	– <i>micro controller unit</i> – mikrokontroler
<i>mediastinum</i>	– mezihrudí
<i>myokard</i>	– srdeční sval
<i>nodus</i>	– uzel
<i>perikard</i>	– osrdečník
<i>sinus coronarius</i>	– tlustý žilní splav
<i>sternum</i>	– hrudní kost
<i>TMP</i>	– timer - časovač

Obsah

1. Úvod.....	1
2. Srdce.....	2
2.1 Elektrofyziologie srdce	3
2.1.1 Depolarizace a repolarizace	3
2.1.2 Akční potenciál	3
2.1.3 Převodní systém	4
3. Defibrilátor.....	6
3.1 Základní konstrukční princip	7
3.2 Přímá a nepřímá defibrilace	7
3.3 Typy defibrilačních výbojů	8
3.4 Synchronizovaná defibrilace	10
3.5 AED	11
4. Mikrokontroléry Freescale řady S08.....	13
5. Návrh simulátoru na synchronizovanou defibrilaci	14
5.1 Fluke Impulse 7000DP.....	14
5.2 Zesilovač EKG	15
5.3 Mikrokontrolér	17
5.3.1 A/D převodník.....	18
5.3.2 Časování MCU	19
5.4 Generátor defibrilačního impulsu	20
6. Konstrukce a programování simulátoru	21
6.1 Konstrukce simulátoru	21
6.2 Programování simulátoru	23
6.2.1 Vývojový diagram.....	24
7. Testování	25
7.1 Zhodnocení výsledků	26
8. Návod pro práci se simulátorem	27
9. Závěr	28
Použitá literatura	29
Seznam obrázků	31
Přílohy	32
Obsah CD	33

1. Úvod

Bakalářská práce se zabývá elektrofyzologií srdce s ohledem na vznik fibrilace a možnostmi jejich terapie. Fibrilace je velmi závažný stav, kdy se srdce nepravidelně chvěje a neplní tak správně svoji funkci. Jedná se o život ohrožující stav, kdy bez včasné pomoci dochází z pravidla ke smrti. Řešením k odvrácení fibrilace je přitom pouze správně tvarovaný a umístění elektrický impuls.

V první části této práce je podrobný popis srdce a defibrilátoru. Je zde popsána funkčnost srdce, elektrofyzologie srdce, konstrukční principy defibrilátorů, rozdíly mezi různými druhy defibrilace a defibrilačními impulsy. Dále je vysvětlena důležitost synchronizované defibrilace, kterou se v této práci zabývám a popsány mikrokontroléry Freescale. Druhá část obsahuje návrh na realizaci simulátoru pro synchronizovanou defibrilaci, konstrukční řešení tohoto simulátoru a jeho správné naprogramování. Závěr práce obsahuje seznámení s naměřenými výsledky a návod pro obsluhu simulátoru.

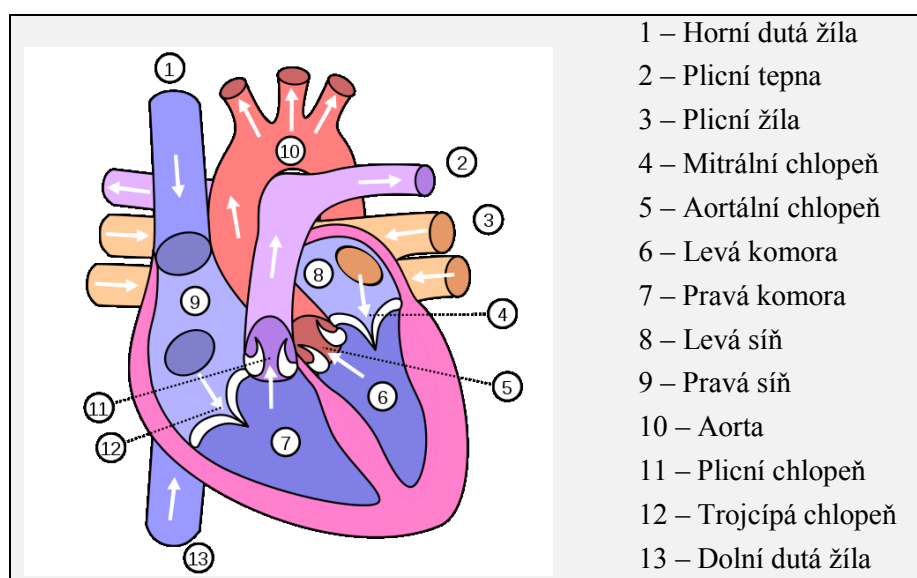
Hlavním cílem této práce je návrh simulátoru pro synchronizovanou defibrilaci. Pro správné pochopení významu synchronizované defibrilace je nutné, seznámit se s různými druhy fibrilace, jejich příčinou a možnostmi odstranění. Teprve poté je možné správně sestavit a naprogramovat simulátor tak, aby se jednalo o synchronizovanou defibrilaci.

2. Srdce

Srdce, neboli latinsky *cor*, je jeden z nejdůležitějších orgánů v lidském těle. Jeho hlavní funkcí je transport krve obsahující kyslík a jiné živiny do celého těla. Jedná se o dutý svalový orgán, který krev v krevním oběhu pohání tím, že se rytmicky smršťuje a ochabuje. Dochází tedy ke střídání systoly, kdy se srdce smrští a vypudí krev ze srdečních komor do cévního řečiště a diastoly, kdy jsou naopak srdeční komory ochablé a plní se krví. Srdce je uloženo v mediastinu za sternem neboli hrudní kostí a zhruba 2/3 srdce se nacházejí na levé straně od střední dělicí čáry. [1]

Srdce se skládá ze tří základních vrstev - perikardu, myokardu a endokardu. Perikard tvoří dvě membrány, mezi kterými je tekutina a její funkcí je snížení tření srdce při jeho pohybech. Myokard je zvláštní druh příčně pruhovaného svalstva, které není ovlivňováno vůlí. Poslední vrstvou je endokard. Jedná se o epitel podobný vnitřnímu epitelu ve stěnách cév. [1]

Funkčně je srdce rozděleno na čtyři části, které tvoří pravá a levá síň společně s pravou a levou komorou. Do pravé síně vstupuje z horní a dolní duté žíly odkysličená krev. Ta putuje do pravé komory, odkud je při systole vypuzena do plicního krevního oběhu, kde je následně okysličená. Z malého plicního oběhu se již okysličená krev vrací do levé síně, pokračuje do levé komory a odtud je při systole vypuzena do krevního oběhu. [2]



Obrázek 1 - Schéma lidského srdce [9]

2.1 Elektrofyziologie srdce

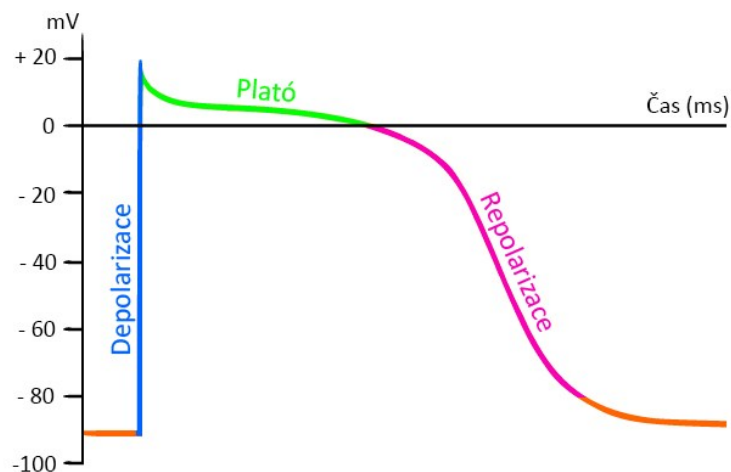
Srdeční sval provádí své stahy na základě elektrického podráždění, které je generováno v sinoatriálním (SA) uzlu s klidovou frekvencí 60 až 100 stahů za minutu. Buňky srdečního svalu jsou typickými vzrušivými elementy, stejně jako buňky hladkého svalstva nebo buňky nervové. To znamená, že elektrické podráždění jejich buněčné membrány vyvolá adekvátní elektrickou odpověď zvanou akční potenciál. Akční potenciál buněk myokardu se však výrazně liší od ostatních elektricky vzrušivých tkání a to zejména jeho délkou trvání, která je výrazně delší. Kromě toho se akční potenciál liší svým průběhem v různých částech srdce, především jedná-li se o pracovní myokard nebo převodní systém srdeční. [2]

2.1.1 Depolarizace a repolarizace

Polarizace a depolarizace je základním rysem elektrické aktivity všech vzrušivých tkání, tedy i srdečních svalových buněk. Zavedeme-li do vnitra buňky elektrodu, zjistíme, že vnitřek buňky je oproti jejímu povrchu negativní, řádově o desítky mV (-50 až -90 mV). Je to způsobeno nerovnoměrným rozložením iontů uvnitř a vně buňky. Působí-li na buňku vlna elektrického podráždění, negativní ionty začnou pronikat na povrch buňky a pozitivně nabitě ionty do nitra buňky. Tuto změnu polarity označujeme jako depolarizace. Repolarizace je naopak stav, neboli fáze zotavení, kdy se pozitivně nabitě ionty vracejí na povrch buňky a negativně nabitě ionty vracejí zpět do nitra buňky. Tím se obnovuje elektrická rovnováha. [2, 4]

2.1.2 Akční potenciál

Akční potenciál srdečního svalového vlákna začíná rychlou skokovou změnou napětí membránového potenciálu, kdy se z hodnoty asi -90 mV dostává během 1 – 3 ms na hodnotu +20 až +25 mV. Tato fáze se nazývá depolarizace. Následuje velmi krátká fáze repolarizace, kdy hodnota membránového potenciálu klesá asi na +10 až +15 mV a po této fázi nastává dlouhá fáze plató, kdy se membrána nevrací na původní hodnotu napětí, ale zůstává depolarizována přibližně 200 – 350 ms. Fáze plató je typická zejména pro srdeční svalové buňky. Teprve po fázi plató se membránový potenciál vrací na původní hodnotu. Tuto fázi nazýváme repolarizace. Akční potenciál nemá stejnou rychlost ve všech částech srdce. Obecně se dá rozdělit na akční potenciál s rychlou depolarizací (buňky pracovního myokardu) a akční potenciál s pomalou depolarizací (pacemakerové buňky). [2]



Obrázek 2 - Akční potenciál pracovního myokardu [10]

2.1.3 Převodní systém

Převodní systém je soustava speciálních svalových buněk, jejichž úkolem je tvorba a následný přenos elektrických vzruchů v srdci. Řídí celou elektrickou aktivitu srdeční činnosti. Převodní systém má tři základní vlastnosti – autonomie, automacie a rytmicita. [3]

- Autonomie (nezávislost) - označuje srdce jako „nezávislý orgán“. Srdeční kontrakce vznikají přímo v srdci, nejsou ovlivňovány CNS. Sympatikus (zvýšení srdeční frekvence) a parasympatikus (snížení srdeční frekvence) ovlivňují pouze frekvenci, nikoli samotné stahy.
- Automacie (samočinnost) – jedná se o stav, kdy srdce vytváří pravidelně se opakující podněty k vlastní kontrakci.
- Rytmicita (pravidelnost) - vzruchy jsou v srdci vytvářeny pravidelně s určitou frekvencí.

Struktura převodního systému

SA uzel – sinoatriální uzel

Jedná se o tzn. primární pacemaker neboli udavatel rytmu. Nachází se pod epikardem ve stěně pravé síně v blízkosti ústí horní duté žíly. V SA uzlu probíhá spontánní diastolická depolarizace rychleji než např. v AV uzlu nebo ve specializovaných kardiomyocytech komor, proto je za fyziologických podmínek vzruch vzniká v SA uzlu. Rytmus pocházející z SA uzlu se nazývá sinusový. [3]

Internodální síňové spoje

Jedná se o spojení, tzn. preferenční dráhy mezi SA a AV uzlem. Tyto preferenční dráhy vedou vzruch rychleji než „normální“ pracovní myokard síní. Mezi preferenční dráhy patří: Bachmanova dráha, Wenckebachův svazek, Jamesův svazek, Thorelův svazek. [3]

AV uzel – atrioventrikulární uzel

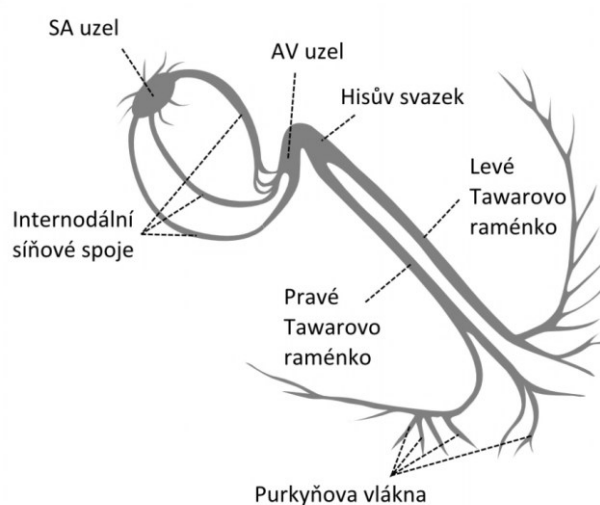
Šíření vzruchů v AV uzlu je velmi pomalé, tím ovšem dochází k žádoucímu zdržení atrioventrikulárního převodu. Nejdříve je totiž třeba dokončit depolarizaci síní a následně, po žádoucím zdržení, dochází k depolarizaci komor. V případě poškození SA uzlu přebírá AV uzel roli pacemakeru – sekundární pacemaker. Jelikož šíření vzruchů zde probíhá pomaleji, dochází i ke zpomalení srdeční činnosti. Rytmus pocházející z AV uzlu se nazývá nodální. AV uzel se nachází pod endokardem ve stěně pravé síně v blízkosti ústí *sinus coronarius* (tlustý žilní splav). [3]

Hisův svazek

Mezi myokardem síní a komor se nachází vazivový skelet, který zabraňuje přenosu nežádoucího vzruchu ze síní na komory. Takovou „bránu“, kterou procházejí vzruchy skrz tento skelet tvoří Hisův svazek, který navazuje na AV uzel. Hisův svazek prostupuje skrz skelet do interventrikulárního septa. Horní část svazku a AV uzel se označují jako atrioventrikulární jukce (AV jukce). [3]

Tawarova raménka

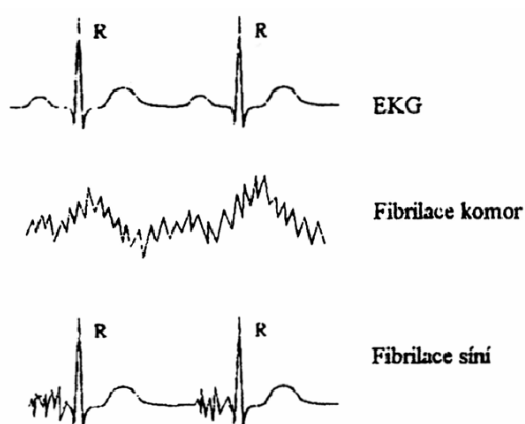
V interventrikulárním prostoru z Hisova svazku vystupují pravé a levé Tawarovo raménko. Pravé raménko vede vzruch k myokardu pravé komory a levé raménko k myokardu levé komory. Tawarova raménka se následně větví na **Purkyňova vlákna**, která vzruch rozvádí na pracovní myokard komor. [3]



Obrázek 3 - Přenosný systém srdeční [3]

3. Defibrilátor

Defibrilátor je přístroj, který pomocí elektrického výboje zastavuje fibrilaci srdce. Srdeční fibrilace je stav, kdy se srdeční svalová vlákna nekoordinovaně stahují – srdce se chvěje. Podle místa vzniku fibrilace ji můžeme rozdělit na fibrilaci síní a fibrilaci komor. Důsledkem fibrilace je chaotická kontrakce srdečních vláken, čímž dochází k zástavě mechanické práce a tím i zástavě krevního oběhu. Defibrilace srdce je nutná do 4 - 5 minut od jejího počátku, při delší zástavě krevního oběhu mohou být nezvratně poškozeny některé orgány, zejména pak mozek. [5]



Obrázek 4 - Fibrilace síní a komor na EKG [5]

Základní typy defibrilátorů:

- střídavý defibrilátor (nepoužívá se)
- kondenzátorový defibrilátor s výbojem přes tlumivku
- kondenzátorový defibrilátor se zpožďovací linkou
- defibrilátor s lichoběžníkovými impulsy

Podle velikosti impulsu:

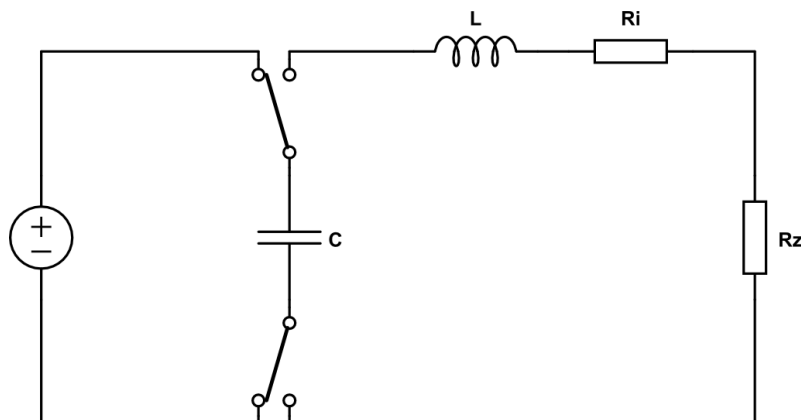
- nízkonapěťové (přímá defibrilace) energie impulsu do 50 J
- vysokonapěťové (nepřímá defibrilace) energie impulsu až 400 J

Podle typu výboje:

- monofazické
- bifazické

3.1 Základní konstrukční princip

Defibrilátor si lze zjednodušeně představit jako kmitavý RLC obvod. Po zapnutí stejnosměrného zdroje se začne nabíjet kondenzátor C, jehož kapacita je řádově 10 – 100 μF . Při samotné defibrilaci se tento kondenzátor vybíjí přes cívku L do těla pacienta, kterého představuje odpor R_Z (cca 50 Ω). Cívka v obvodě slouží pro upravení defibrilačního impulsu na vhodnější tvar a prodloužení jeho trvání. Délka trvání impulsu je v řádech milisekund, napětěová amplituda dosahuje hodnot 3 – 9 kV a proudové špičky mohou dosahovat hodnot až 100 A. [6]



Obrázek 5 - RLC obvod

3.2 Přímá a nepřímá defibrilace

Elektrody určené k defibrilaci musí zajišťovat dobré spojení defibrilátoru s povrchem těla, a zabránit tak zbytečným ztrátám energie defibrilačního výboje při přechodu elektroda – tkáň. Dobré spojení elektrody s povrchem těla také sníží nebezpečí popálení tkáně v místech s příliš velkou proudovou hustotou. Rozlišujeme elektrody pro přímou a nepřímou defibrilaci. [5]

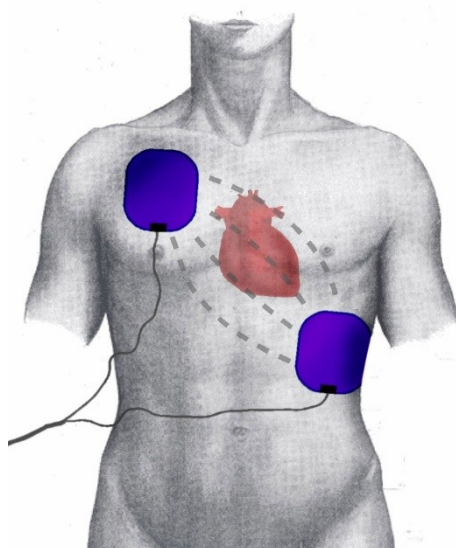
Přímá defibrilace

Přímá defibrilace je invazivní metoda, která se používá při chirurgických a traumatologických zákrocích. Podmínkou pro provedení přímé srdeční defibrilace je otevřený hrudní koš pacienta – torakotomie. Defibrilace se provádí přímo na srdci použitím miskových elektrod. Energie defibrilačního impulsu je oproti nepřímé defibrilaci nízká, nepřesáhne 50 J. Vrcholovou hodnotou proudu je maximálně 12 A a impuls trvá 6 – 8 ms. [5]

Nepřímá defibrilace

Jedná se o neinvazivní metodu využívanou zejména při náhlé srdeční fibrilaci. Provádí se pomocí dvou elektrod přiložených na hrudník pacienta. Elektrody se umísťují pod pravou jugulární jamku (horní konec hrudní kosti) a pod levou prsní bradavku. Umístění elektrod je

dáno tak, aby proud zasáhl co největší část srdce. Maximální energie je v tomto případě až 400J, maximální hodnota proudu 40A a doba trvání impulsu je 10 – 16 ms. [5]

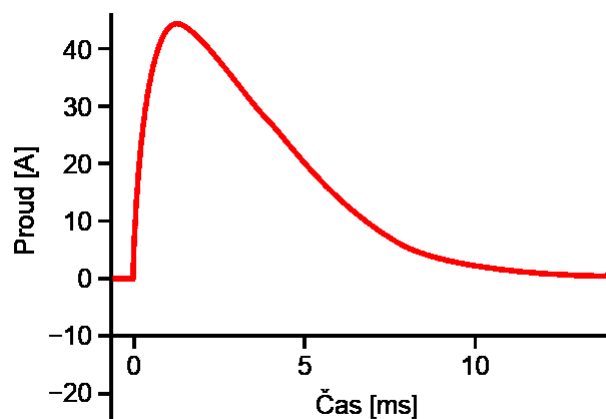


Obrázek 6 - Umístění elektrod na těle pacienta pro nepřímou defibrilaci [11]

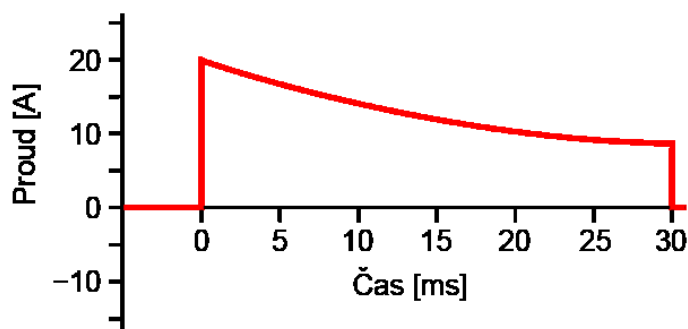
3.3 Typy defibrilačních výbojů

Monofázický výboj

Při monofázickém výboji je používán sinusoidální nebo klesající exponenciální průběh defibrilačního proudu. Modifikace křivky a časového průběhu impulsu se liší dle typu přístroje a jeho výrobce. U monofázického výboje prochází proud tělem pacienta pouze jedním směrem. Maximální hodnota proudu dosahuje desítek ampér a je závislá na nastavené energii a impedanci hrudníku pacienta. Efektivita se pohybuje v rozmezí 70 – 90% a energie impulsu může dosahovat hodnot až 400J. [6, 7]



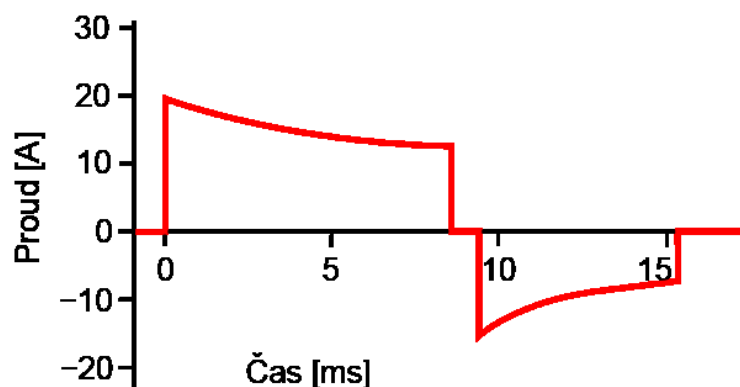
Obrázek 7 - Monofázický sinusoidální průběh defibrilačního impulsu [7]



Obrázek 8 - Monofázický exponenciální průběh defibrilačního impulsu [7]

Bifázický výboj

U bifázického výboje je opět použit exponenciální průběh křivky ovšem s tím rozdílem, že celý průběh je rozdělen na dvě fáze, nejčastěji v poměru 60:40. V první fázi křivka exponenciálně klesá, až do chvíle, kdy je skokově ukončena. Nastává krátká pauza (time gap) a následně se obrací polarita výboje a křivka opět exponenciálně klesá. U tohoto typu výboje prochází proud tělem pacienta oběma směry. Délka trvání celého výboje bývá 10 – 18ms. Maximální hodnota proudu je menší než u monofázického výboje a také závisí na energii výboje a impedanci hrudníku pacienta. Efektivita bifázického výboje dosahuje až 95% a maximální energie až 200J. [6, 7]

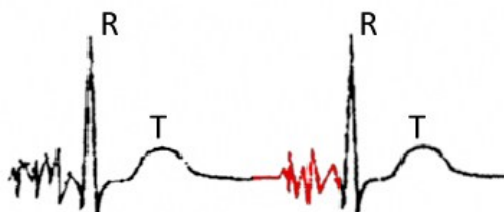


Obrázek 9 - Bifázický průběh defibrilačního impulsu [7]

3.4 Synchronizovaná defibrilace

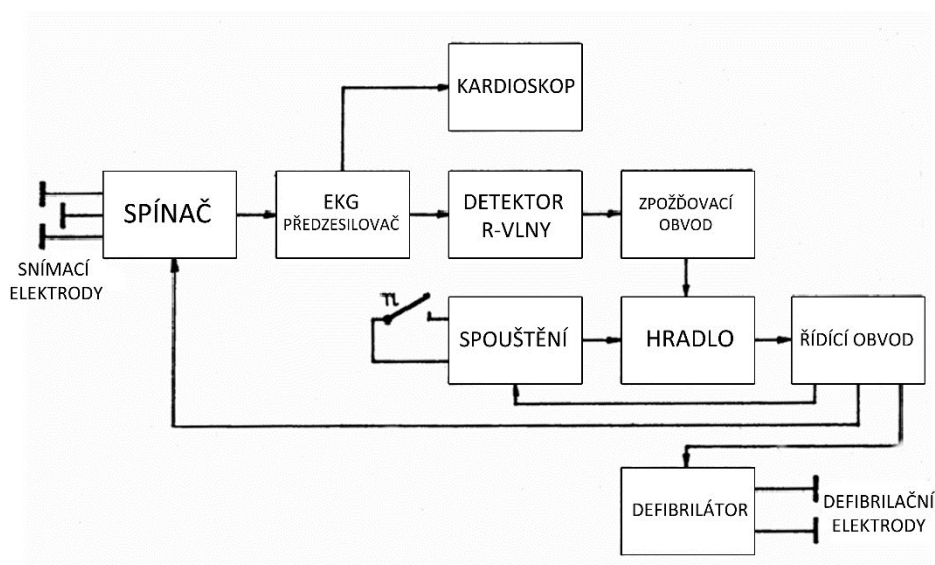
Pokud bychom přivedli pacientovi s fibrilací síní defibrilační impuls během trvání vlny T, je zde velké riziko vzniku fibrilace komor, což by znamenalo zhoršení jeho dosavadního stavu.

Fibrilace komor se na EKG signálu projevuje celkovou desynchronizací, je tedy jedno, kdy se provede defibrilační impuls. Při fibrilaci síní však komory pracují normálně, na EKG signálu jsou vidět vlny R a T. Defibrilační impuls musí být tedy umístěn za vlnu T, před vlnu R následujícího QRS komplexu. [5]



Obrázek 10 - Červeně znázorněno umístění defibrilačního impulsu při fibrilaci síní [5]

Abychom dosáhli správné synchronizace defibrilačního impulsu, musí být defibrilátor vybaven zařízením, které monitoruje průběh EKG. Na základě těchto získaných dat, se po sejmutí vlny R provádí zpoždění defibrilačního impulsu o 30 – 40 ms a tím se zabrání defibrilaci v průběhu vlny T. [5]



Obrázek 11 - Příklad blokového zapojení synchronizovaného defibrilátoru [5]

3.5 AED

AED (automatizovaný externí defibrilátor) je defibrilátor, který byl vyvinut pro použití laickou veřejností. Funguje na podobném principu jako běžné klinické defibrilátory, ale na rozdíl od nich je plně automatizovaný. Každý AED je pro svou správnou funkci vybaven také snímačem EKG vlny pacienta, a dražší přístroje mohou být vybaveny také manuální funkcí defibrilace, kterou si může případný záchránce – lékař nastavit podle svého uvážení.

V případě, že se staneme svědkem něčí náhlé srdeční slabosti, a v blízkosti se nachází AED tak po zapnutí přístroje nás zvukový průvodce bude krok za krokem navigovat, co máme dělat. Standardem bývá grafický displej, kde je znázorněna správná poloha defibrilačních elektrod a po připojení pacienta k přístroji AED sám vyhodnotí EKG křivku a rozhodne, zdali nastane výboj nebo jestli má záchránce pokračovat v neodkladné resuscitaci.

I přes svou vysokou pořizovací cenu se AED začínají objevovat na místech s vysokým pohybem lidí, jako jsou například nákupní centra, letiště, koncerty a různé společenské akce. Umístění AED poznáte podle speciálního symbolu, viz. Obrázek 13.



Obrázek 12 - AED LifePak firmy Medtronic [15]



Obrázek 13 - Mezinárodní symbol pro označení umístění AED

4. Mikrokontroléry Freescale řady S08

Jedná se o skupinu 8-bitových mikrokontrolerů (MCU) firmy Freescale. Všechny MCU z této skupiny obsahují stejné jádro HCS08 a jsou dostupné s různými periferiemi, velikostí pamětí, typem pamětí a typem pouzdra.

Standardní periferie mikrokontrolerů Freescale S08

- a/d převodník
- časovač
- pulsně šířková modulace
- sériová sběrnice
- sériové komunikační rozhraní
- přerušení z klávesnice
- a další.

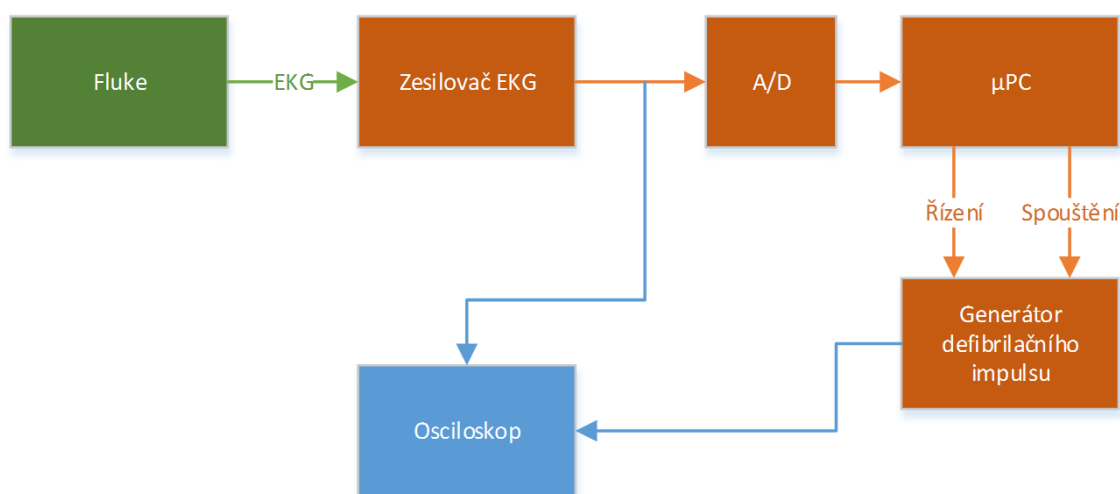
Jádro HCS08 je založeno na platformě „von Neumann“ a využívá instrukční soubor typu CISC. Maximální taktovací frekvence je 40 MHz. Toto jádro vychází ze svého předchůdce HC08 se kterým má plně kompatibilní objektový kód, který byl ještě doplněn o několik dalších instrukcí a adresovacích módů, pro zvýšení efektivity zdrojových kódů kompilovaných v jazyce C. [12, 14]



Obrázek 14 - Logo společnosti Freescale [16]

5. Návrh simulátoru na synchronizovanou defibrilaci

Hlavním úkolem této bakalářské práce je navrhnout simulátor synchronizované defibrilace. Celý simulátor se bude skládat ze tří prvků - zesilovače EKG signálu, výukového modulu EVB s MCU Freescale a generátoru defibrilačního impulsu. Jako zdroj EKG signálu slouží přístroj Fluke Impulse 7000DP, jedná se o generátor EKG průběhů, na kterých bude provedeno měření. Osciloskop slouží k zobrazení EKG průběhu a defibrilačního impulsu.



Obrázek 15 - Blokové schéma simulátoru

5.1 Fluke Impulse 7000DP

Jedná se o multifunkční přístroj firmy Fluke Biomedical. Slouží k testování defibrilačních, kardiostimulačních a EKG přístrojů.

V této bakalářské práci je přístroj Fluke použit jako generátor EKG signálu. Při měření na simulátoru defibrilačního impulsu bude přístroj nastaven na režim EKG (ECG), normal sinus, BPM 60 a amplituda 1mV.



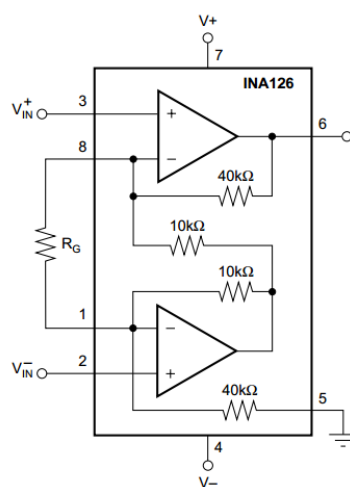
Obrázek 16 - Fluke Impulse 7000DP [17]

5.2 Zesilovač EKG

Jedná se o lehce upravený obvod, který byl převzat z výukové sady Biomedicínského inženýrství. Tento obvod se skládá ze tří částí - předzesilovače, filtrace signálu a napájení pravou nohou.

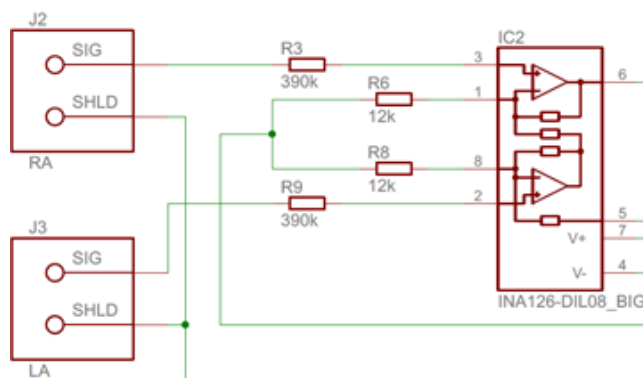
Předzesilovač

V předzesilovači dochází k impedančnímu přizpůsobení tak, aby měřící zařízení neovlivňovalo signál snímáný z pacienta. Tohoto dosáhneme vysokým odporem zesilovače. V předzesilovači je použit přístrojový zesilovač INA126P firmy Texas Instruments. Tento diferenční zesilovač odečte napětí na vstupech a jejich rozdíl zesílí. [8]



Obrázek 17 - Schéma přístrojového zesilovače INA126 [18]

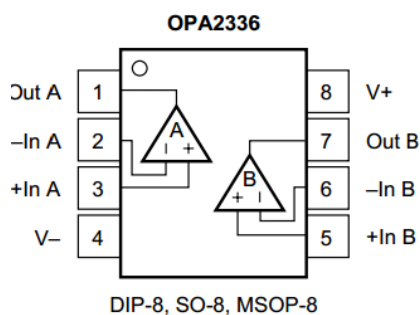
Na piny 2 a 3 je přiveden nasnímaný EKG signál z pravé a levé ruky skrz 390kΩ odpor. Zesílení se vypočte pomocí vzorce $G = 5 + \frac{80k\Omega}{R_G}$. R_G budou v tomto předzesilovači tvořit dva 12kΩ odpory zapojení v sérii. Po dosazení do vzorce bude tedy zesílení $G = 8,4$. Napětí V_O na výstupním pinu 6 se tedy bude rovnat $V_O = (V_{IN}^+ - V_{IN}^-) * G$.



Obrázek 18 - Zapojení INA126

Filtrace

Signál získaný z předzesilovače musí být odfiltrován na frekvence 0,5 – 100 Hz. Právě v tomto frekvenčním pásmu je EKG signál plně obsažen. K tomuto filtrování slouží operační zesilovač firmy Texas Instruments OPA2336. Tento operační zesilovač v zapojení pro pásmovou propust odfiltruje zesílený EKG signál a na výstupu (pin 1) je již odfiltrovaný EKG signál.



Obrázek 19 - Operační zesilovač OPA2336 [19]

Na výstupu bude již odfiltrovaný EKG signál přiveden na napěťový dělič 47k Ω a 91k Ω , který bude sloužit k snížení napětí z 5V na 3,3V, aby jej mohl MCU zpracovávat. Výstup bude připojen na pin číslo 2 propojovacího konektoru.

Napájení pravou nohou

Pro zajištění stálosti napětí na elektrodách, je nutné napájet pacienta, či přístroj Fluke napájet stálým nízkým proudem s opačným potenciálem než je aritmetický průměr potenciálu na elektrodách. K tomu bude sloužit operační zesilovač OPA2336, který zprůměruje napětí na elektrodách a na jeho výstupu bude napětí s opačným potenciálem, které je připojeno na svod RL – napájení pravou nohou. [8]

Modul zesilovače bude spojen s vývojovou sadou EVB pomocí plochého 10-ti žilového kabelu. Napájení je zajištěno 5V z vývojové sady.

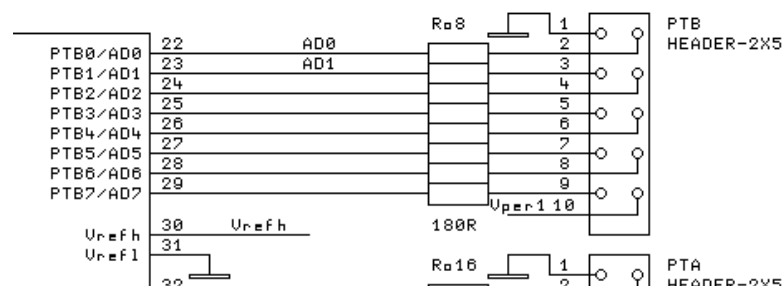
5.3 Mikrokontrolér

O řízení celého simulátoru se bude starat MCU MC9S08GT60, který je součástí vývojové sady EVB. Jedná se o univerzální vývojovou sadu s možností připojení periférií a programovatelnou pomocí USBDM programátoru. Jedná se o mikrokontrolér disponující taktovací frekvencí 40 MHz, podporuje 32 zdrojů přerušení a další. Pro naši práci bude nejdůležitější a/d převodník a časovač. Tento MCU obsahuje 10-bitový a/d převodník s postupnou aproximací a dva časovače, jeden tří kanálový a druhý pěti kanálový.

Význam symbolů v názvu MCU MC9S08GT60

- MC – označení výrobce – Freescale
- 9 – typ paměti – flash
- S08 – typ jádra – HC08
- GT – rodina procesorů GT
- 60 – velikost hlavní paměti v Kb

Ovládání a napájení simulátoru bude zajištěno pomocí 10-ti žilového plochého kabelu, který bude připojen na port PTB vývojové sady EVB. Napájení simulátoru je zajištěno 5V, které se nachází na 10tém pinu portu PTB, pin 1 je zem.



Obrázek 20 - Zapojení portu PTB na mikrokontroléru



Obrázek 21 - Vývojová sada EVB

5.3.1 A/D převodník

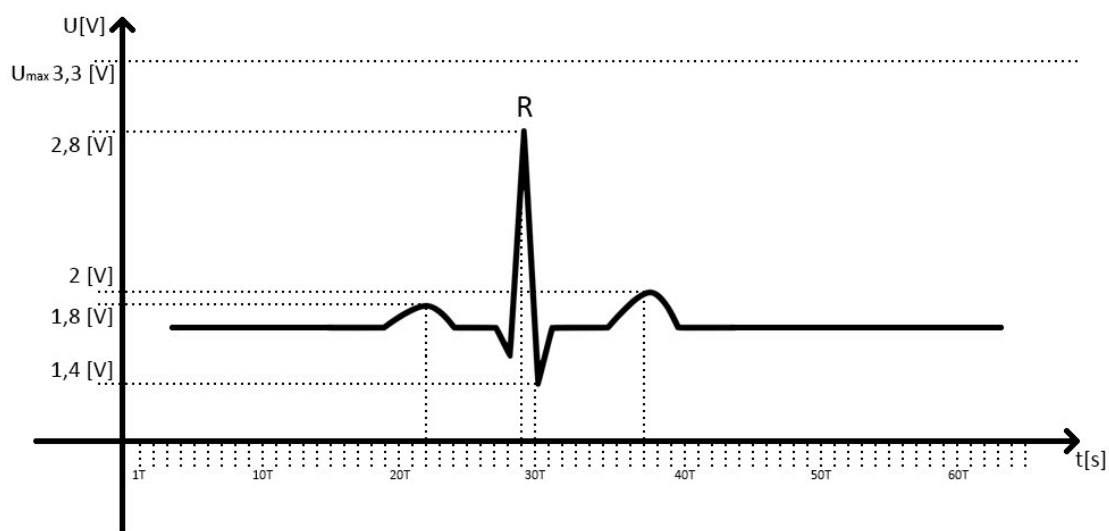
Po zesílení a odfiltrování bude EKG signál přiveden do vývojové sady EVB. Aby MCU byl schopen se signálem dále pracovat, je nutné jej převést z analogové podoby na digitální. K tomu slouží A/D převodník obsažený v MCU. Jedná se o 10-bitový A/D převodník s postupnou aproximací.

Při převodu z analogového na digitální musí být signál nejprve navzorkován. Jedná se o proces diskretizace signálu v časové oblasti. Vzorkování je provedeno rozdělením časové osy signálu na rovnoměrné úseky, které tvoří vzorkovací periodu T . Z každého úseku je vybrán vzorek, z čehož dostaneme množinu diskrétních bodů s intervalem odpovídající vzorkovací frekvenci. V tomto případě bude vzorkovací frekvence nastavena na hodnotu 2MHz. [13]

Jakmile je signál navzorkován, je potřeba provést kvantování. Je to proces diskretizace jednotlivých vzorků v oblasti hodnot. Přesnost kvantování závisí na rozsahu a rozlišení převodníku. V tomto případě je rozsah převodníku 3,3V a rozlišení 10bitů. Kvantovací úroveň U_{kvant} je vyjádřena jako

$$U_{kvant} = \frac{rozsah}{2^{rozlišení}-1} = \frac{3,3}{2^{10}-1} = \frac{3,3}{1023} 0,0032$$

Díky známé kvantovací úrovni je možno dopočítat přibližnou hodnotu vrcholu R vlny po převodu. Vrchol R vlny nabývá hodnoty zhruba 2,8V. Vydělením této hodnoty kvantovací úrovní získáme hodnotu 875. To je přibližná digitální hodnota vrcholu R vlny, která bude hrát důležitou roli při její detekci. [13]



Obrázek 22 - Hodnoty napětí nasnímaného EKG

Převedená digitální hodnota EKG signálu bude uložena do proměnné `atd_value`. Z těchto hodnot bude možné stanovit referenční hodnotu pro identifikaci R vlny, která bude

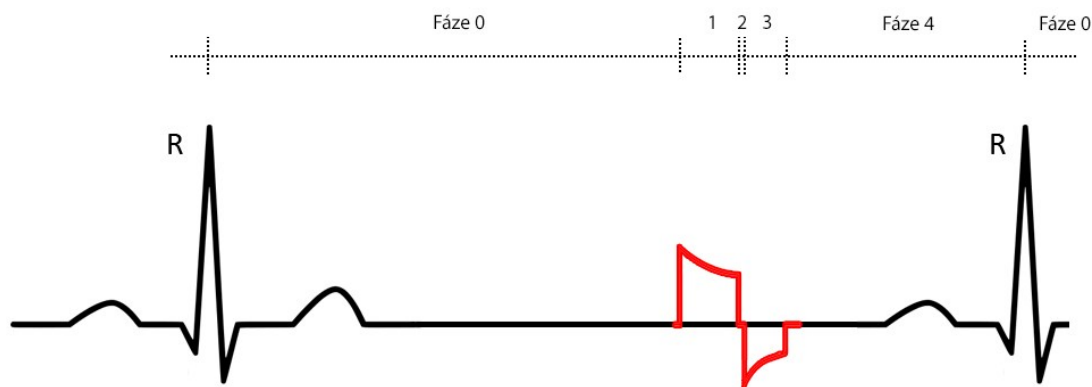
sloužit jako spínací impuls časovače. Časovač ve chvíli dosažení R vlny spustí zpožďovací fázi a fáze generování defibrilačního impulsu.

5.3.2 Časování MCU

Pro dosažení synchronizované defibrilace, musíme po správné detekci R vlny nastavit zpoždění defibrilačního impulsu. Zpoždění bude řízeno interním časovačem MCU. MCU obsahuje dva časovače TPM1 a TPM2. V této práci bude použit tříkanálový časovač TPM1. Časovač bude nastaven v režimu output-compare, tento režim umožňuje generovat časové pulsy s programovatelnou frekvencí. Časovač bude s periodou 1ms inkrementovat proměnnou *ubehnuty*, která bude řídit zpoždění a časování defibrilačního impulsu.

Celé zpoždění bude rozděleno do pěti fází:

- Fáze 0 – po detekci R vlny program čeká stanovenou dobu pro umístění impulsu,
- Fáze 1 – port PTB2 bude nastaven jako výstupní, čímž na něj bude přivedeno napětí pro řízení generátoru defibrilačního impulsu,
- Fáze 2 – port PTB2 bude nastaven zpět jako vstupní – time-gap,
- Fáze 3 – port PTB4 bude nastaven jako výstupní, čímž na něj bude přivedeno napětí pro řízení generátoru defibrilačního impulsu,
- Fáze 4 – port PTB4 bude nastaven zpět jako vstupní, časovač bude vynulován.

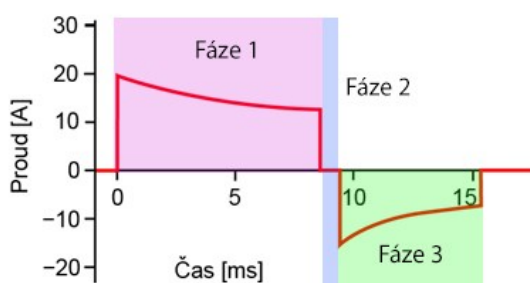


Obrázek 23 - Znázornění průběhu jednotlivých fází časovače

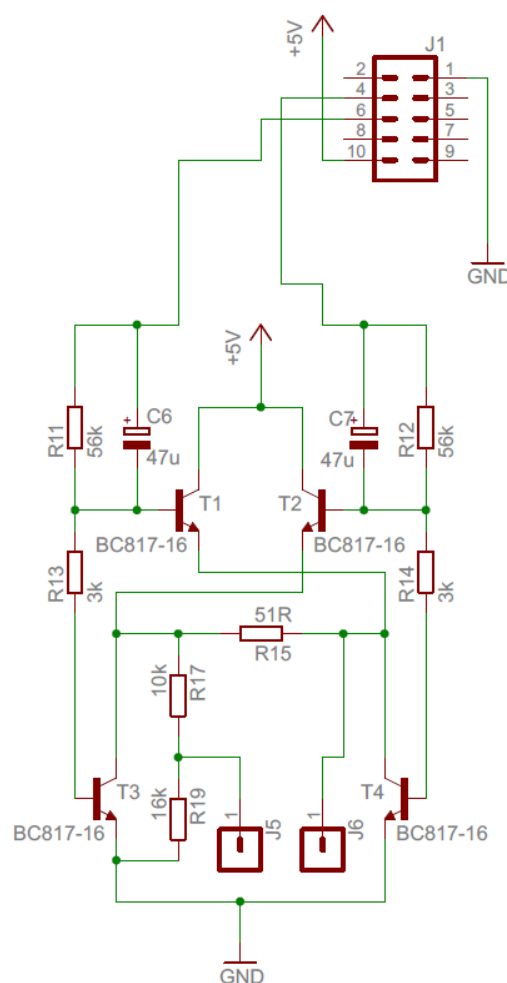
5.4 Generátor defibrilačního impulsu

Jedná se o tvarovací obvod, který upraví napětí na tvar bifazického defibrilačního impulsu. Celý obvod bude napájen 5V z vývojové sady EVB a řízen dvěma napěťovými signály z MCU na piny PTB2, který je připojen na pin 4 generátoru a PTB4, který je připojen na pin 6 generátoru. Ve chvíli kdy bude detekován vrchol R vlny, sepne časovač. Po uplynutí nastaveného zpoždění nastane fáze generování defibrilačního impulsu. V první fázi dlouhé 10ms, bude přivedeno napětí na piny PTB2-4 a dojde k otevření tranzistoru T2. Díky vybíjení kondenzátoru C7 se tranzistor T2 začne uzavírat, což vytvoří exponenciální pokles impulsu. Ve druhé fázi nastane 1ms dlouhá fáze time-gap, kdy ani na jeden pin nebude přivedeno napětí. V poslední, třetí fázi, dlouhé 6ms bude přivedeno napětí na pin PTB4-6, dojde k otevření tranzistoru T1 a ten se bude díky vybíjení kondenzátoru C6 uzavírat, čímž vznikne třetí fáze bifazického impulsu.

Energii defibrilačního impulsu budeme moci měnit délkou trvání jednotlivých fází. Měření impulsu bude provedeno pomocí osciloskopu připojeného mezi výstupy J5 a J6.



Obrázek 25 - Znázornění jednotlivých fází tvarování impulsu



Obrázek 24 - Schéma zapojení generátoru

6. Konstrukce a programování simulátoru

Návrh DPS pro hardwarovou část byl proveden v programu EAGLE verze 5.9.0. Jedná se o profesionální produkt německé firmy CadSoft pro tvorbu elektrotechnických schémat a plošných spojů.

Programování mikrokontroléru bylo provedeno ve vývojovém prostředí CodeWarrior verze 5.4 od firmy Freescale. Jedná se o kompletní vývojový nástroj pro všechny produkty firmy Freescale založený na platformě Eclipse IDE. Disponuje textovým editorem, kompilátorem, debuggerem pro softwarové simulace ale také pro ladění prostřednictvím rozhraní BDM a další. Hlavní programovací jazyky jsou C a C++. V této práci je programováno v jazyce C. [12]



Obrázek 26 - Logo programu EAGLE [20]



Obrázek 27 - Logo programu CodeWarrior [16]

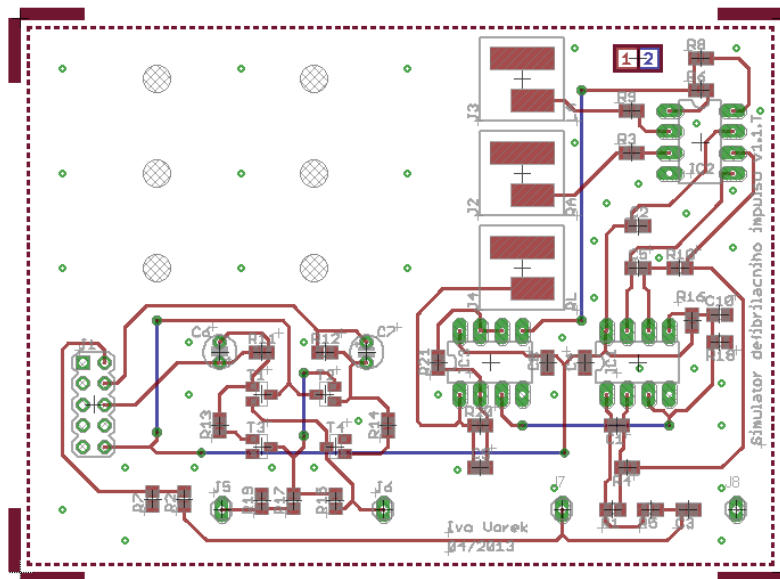
6.1 Konstrukce simulátoru

Simulátor je sestaven podle schématu viz. Příloha a skládá se ze dvou hlavních částí - zesilovače EKG signálu a generátoru defibrilačního impulsu. Celý simulátor je spojen s výukovou sadou EVB pomocí plochého 10ti žilového kabelu. Napájení je zajištěno 5V z MCU. Na výstupu biozesilovače do MCU se nachází napěťový dělič z 5V na 3,3V, které je MCU schopen zpracovávat. Tento dělič je tvořen odpory R7 a R2.

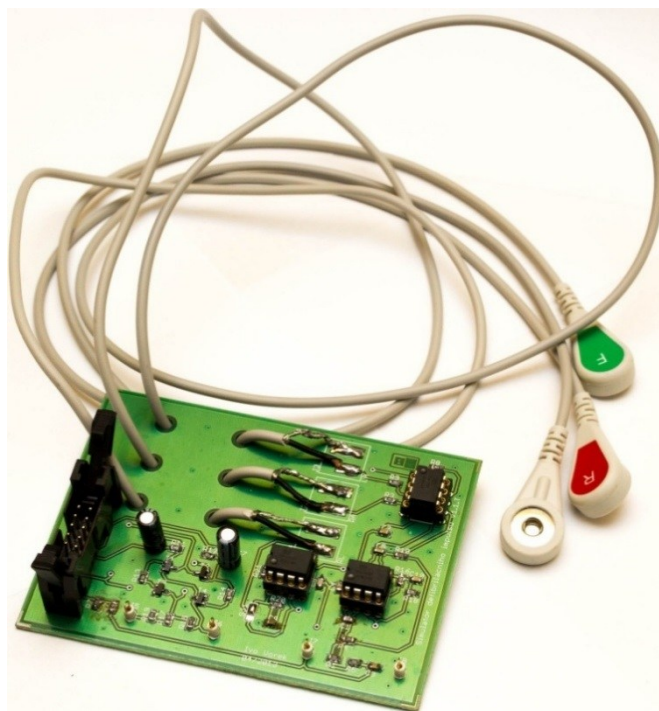
Při návrhu DPS byly z důvodu úspory rozměrů desky použity SMD součástky, odpory a kondenzátory v rozměru 0805, tranzistory SOT23, operační a přístrojové zesilovače v pouzdře SOIC8, ty byly ovšem v druhé verzi DPS nahrazeny klasickými pouzdry DIL08. Díky použití SMD součástek bylo možné umístit zesilovač EKG signálu a generátor defibrilačního impulsu na jednu dvouvrstvou desku o rozměrech 92 x 67mm.

Spojení zesilovače s přístrojem Fluke je řešeno pomocí tří klasických svodů R – right arm, L – left arm a F – right leg. Jsou to speciální odstíněné kabely sloužících pro přenos signálu z pacienta, v našem případě ze simulátoru Fluke, do zesilovače.

Dále je deska vybavena čtyřmi měřicími body. Jedná se o měřicí body J5 a J6, které slouží k měření defibrilačního impulsu a měřicí body J7 a J8, které slouží k měření EKG křivky. Všechny tyto body jsou osazeny měřicími háčky pro snadnější měření s osciloskopickou sondou.



Obrázek 28 - Návrh DPS v EAGLE, pro větší přehlednost bez rozlité GND



Obrázek 29 - Hotový simulátor defibrilačního impulsu

6.2 Programování simulátoru

Pro správné fungování programu musíme použít připravené knihovny *atd.h* a *time.h*. Tyto knihovny obsahují nastavení A/D převodníku a časovače. Časovač je nastaven v režimu output-compare – umožňuje generovat časové pulsy s programovatelnou frekvencí. Perioda časovače je nastavuje v *timer_init(perioda_us)*, s touto periodou probíhá inkrementace proměnné *ubehnuty*. A/D převodník je nastaven na 10-bitový převod se zarovnáním do prava a frekvencí 2MHz. Převod probíhá kontinuálně a výsledek je uložen do proměnné *atd_value*.

Následně musíme nastavit port PTB do vstupního režimu pomocí příkazu *PTBDD=0b00000000*. Inicializovat časovač, A/D převodník a povolit pro něj pin0.

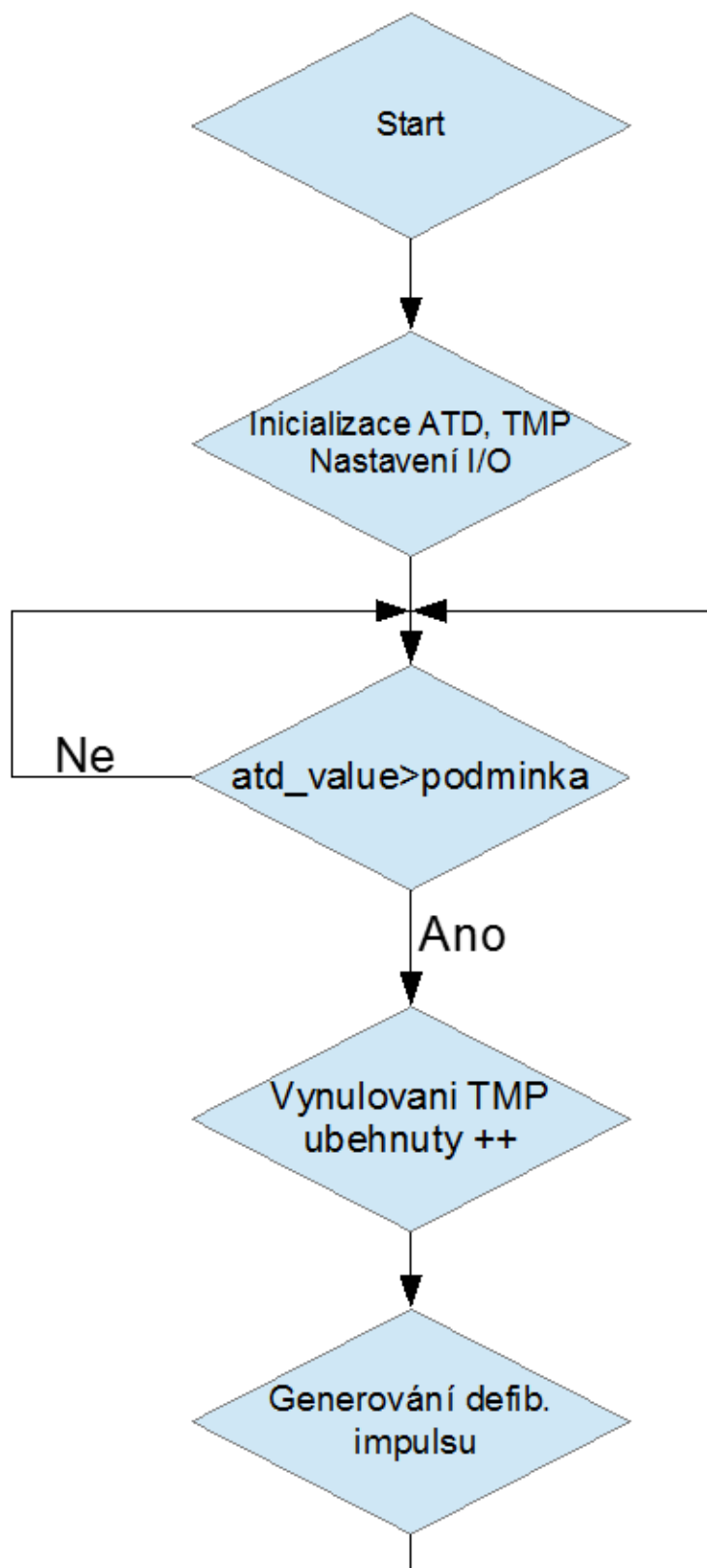
Samotný program běží v nekonečné smyčce *for*. Do proměnné *atd_value* je ukládána hodnota z A/D převodníku. Tato hodnota je porovnávána s referenční hodnotou - podmínkou, o které víme, že pokud je hodnota v *atd_value* vyšší, detekovali jsme R vlnu. V případě, že hodnota v *atd_value* je nižší než podmínka, tak se do proměnné *cas_r* a *cas_imp* zapíše nuly. Jakmile ovšem *atd_value* je vyšší než podmínka, proběhne vynulování časovače, do proměnných *cas_r* a *cas_imp* se zapíše jedničky a časovač začne inkrementovat s periodou 1ms proměnnou *ubehnuty*.

Pomocí proměnné *ubehnuty* je dále řízen defibrilační impuls. Zpoždění defibrilačního impulsu za R vlnou je nastaveno na 600ms.

- *ubehnuty* >600 – zpoždění defibrilačního impulsu – fáze 0
- *ubehnuty* >=601 && <=610 – PTB2 nastaven jako výstupní – fáze 1
- *ubehnuty* =611 – PTB2 nastaven jako vstupní, time-gap – fáze 2
- *ubehnuty* >=612 && <=617 – PTB4 nastaven jako výstupní – fáze 3
- *ubehnuty* >=618 – PTB4 nastaven jako vstupní, *ubehnuty* je vynulován, *cas_imp* je vynulován

Celý tento proces proběhne pouze tehdy, pokud se *cas_imp* bude rovnat 1. Tato podmínka slouží jako ochrana, aby celý časovací cyklus byl proveden pouze při detekci R vlny a zároveň aby byl dokončen, když už nebude splněna podmínka, že *atd_value* je větší než podmínka.

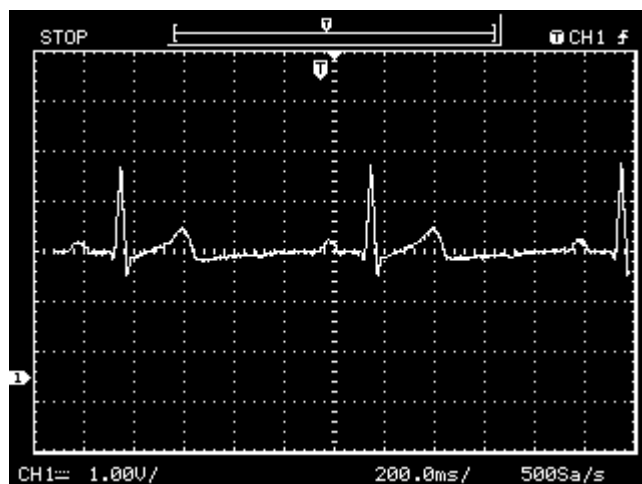
6.2.1 Vývojový diagram



Obrázek 30 - Vývojový diagram programu

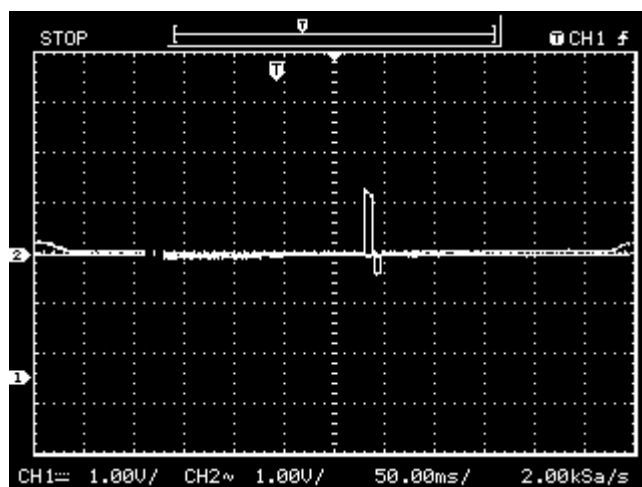
7. Testování

Po správném sestavení a naprogramování simulátoru bylo možné přistoupit k testování. Připojením přístroje Fluke, nastaveného na režim EKG (ECG), normal sinus, 60 BPM a amplitudou 1mV, byla na měřicích bodech J7 a J8 naměřena EKG křivka odpovídající nastaveným parametrům. Na Obrázek 31 je možné vidět záznam EKG křivky z osciloskopu.



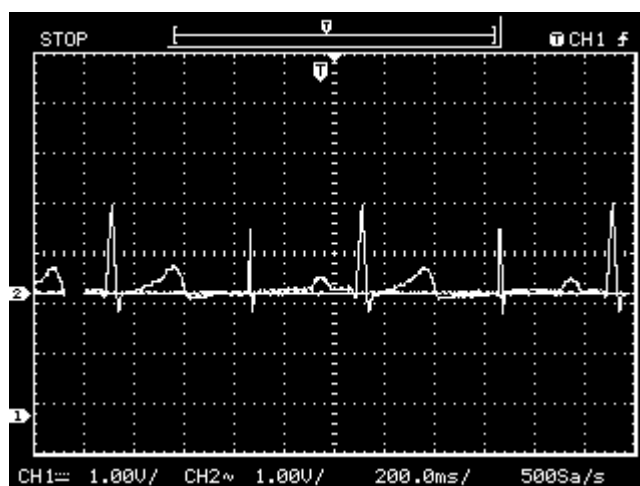
Obrázek 31 - Záznam EKG křivky

Po spuštění programu MCU a připojení měřicí sondy na měřicí body J5 a J6, získáme defibrilační impuls, jehož délku trvání můžeme nastavovat. Délka trvání celého impulsu je 17 ms. Na Obrázek 32 je možné vidět zvětšený defibrilační impuls, který svým tvarem odpovídá bifazickému defibrilačnímu impulsu. Do EKG s periodou 1s je defibrilační impuls umístěn se zpožděním 600 ms. To odpovídá pravidlu pro synchronizovanou defibrilaci.



Obrázek 32 - Záznam defibrilačního impulsu

Pro záznam EKG křivky a defibrilačního impulsu musí být použit dvou kanálový osciloskop, kdy jeden kanál bude připojen na měřící body J5 a J6 a druhý kanál na měřící body J7 a J8. S takto připojeným osciloskopem, správně nastaveným přístrojem Fluke a spuštěným programem v MCU se na obrazovce objeví EKG křivka spolu se správně zpožděným defibrilačním impulsem, viz. Obrázek 33. Defibrilační impuls se díky svému velmi krátkému trvání (17ms) na osciloskopu zobrazí pouze jako kmit, ovšem při roztažení časové základny osciloskopu můžeme pozorovat jeho celý průběh, viz. Obrázek 32.



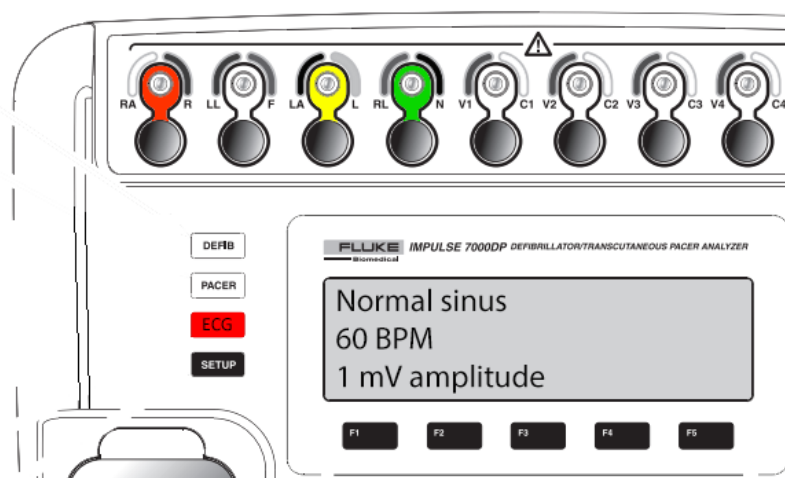
Obrázek 33 - Záznam EKG s defibrilačním impulsem

7.1 Zhodnocení výsledků

Simulátor při správném nastavení přístroje Fluke a správném naprogramování a určení referenční hodnoty R vlny funguje jako jednoduchý simulátor synchronizované defibrilace. Po převedení EKG na digitální podobu je detekována R vlna a časovací cyklus MCU ovládá generátor impulsu. Tvar impulsu se dá měnit délkou trvání jednotlivých fází.

8. Návod pro práci se simulátorem

Pro zachování funkčnosti je potřeba správné sestavení celého měřicího řetězce. Jako první musíme připojit simulátor defibrilačního impulsu k přístroji Fluke. K tomu slouží 3 EKG svody označené červeně R, žlutě L a zeleně F. Tyto kabely je nutné připojit podle barev a označení na přístroj Fluke. Červený R svod se připne na první výstupní „knoflík“ přístroje Fluke označený RA-L. Druhý žlutý L svod se připne na třetí výstupní „knoflík“ označený LA-L a poslední zelený F svody se připne na čtvrtý „knoflík“ označený RL-N. Správné zapojení je barevně znázorněno na Obrázek 34. Na přístroji Fluke je dále nutno nastavit režim ECG – normal sinus – BPM 60 – 1mV amplitude. Pouze s tímto zapojením a nastavením bude na výstupu ze simulátoru do MCU správná EKG křivka.



Obrázek 34 - Správné zapojení svodů na přístroj Fluke

Před samotným připojením je ovšem nutno zkontrolovat, že všechny pin na portu PTB jsou nastaveny jako vstupní. V případě, že by byl port PTB0 nastaven jako výstupní mohlo by dojít ke zničení obvodu zesilovače EKG, respektive ke zničení operačního zesilovače IC1.

Připojení simulátoru s vývojovou sadou EVB se provádí pomocí 10-ti žilového plochého kabelu. Jedná se o kabel, kterým jsou standardně připojovány periferie k této vývojové sadě. Po připojení je možno začít programovat. Vzorový program a knihovny obsluhující a/d převodník a časovač jsou umístěny v příloze na CD.

Pro zobrazení průběhu EKG a defibrilačního impulsu je nutno připojit osciloskop na měřicí body J5 a J6 v případě defibrilačního impulsu a J7, J8 v případě EKG křivky.

9. Závěr

Hlavním cílem práce bylo nastudování elektrofyzologie srdce, fibrilací a možnosti jejich odstranění pro správný návrh, konstrukci a naprogramování simulátoru synchronizované defibrilace.

Simulátor byl navržen pomocí obvodu zesilovače EKG z výukové sady Biomedicínského inženýrství DAU a generátoru defibrilačního impulsu. Jako zdroj signálu EKG slouží přístroj Fluke Biomedical 7000DP. O celý proces řízení defibrilace se stará mikrokontrolér Freescale HCS08 obsažený ve vývojovém modulu EVB. Po naslímání a zesílení EKG signálu, je signál v MCU převeden do digitální podoby. Proběhne detekce R vlny, která je nutná pro synchronizovanou defibrilaci a následuje časování pro řízení generátoru defibrilačního impulsu. Z naměřených výsledků je patrné, že simulátor provádí synchronizovanou defibrilaci, respektive provede správné umístění defibrilačního impulsu za vlnu T, před vlnu R následujícího QRS komplexu.

Jako hlavní výhodu tohoto řešení vidím možnost připojení různých periférií k vývojové sadě EVB, jako například tlačítek pro ovládání defibrilace, ale také displeje pro zobrazení EKG křivky. Nevýhoda mého řešení je ta, že program funguje pouze s pevně nastavenou frekvencí a amplitudou EKG křivky. Tato nevýhoda se ovšem díky velkým možnostem vývojové sady EVB a programovacího jazyk C dá snadno odstranit.

Použitá literatura

- [1] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 3. 2., upr. a dopl. vyd.* Praha: Grada, 2004, 673 s. ISBN 80-247-1132-X.
- [2] KITTNAR, Otomar. *Lékařská fyziologie.* 1. vyd. Praha: Grada, 2004, 800 s. ISBN 978-80-247-3068-4.
- [3] Převodní systém srdeční. In: *WikiSkripta.eu* [online]. [cit. 2012-11-11].
Dostupné z: http://www.wikiskripta.eu/index.php/Převodní_systém_srdeční
- [4] KOLÁTEK, Jakub. *Generátor patologických EKG křivek pro potřeby simulačních modelů.* Praha, 2010. Dostupné z:
<http://cyber.felk.cvut.cz/research/theses/papers/96.pdf>. Diplomová práce. ČVUT Praha. Vedoucí práce MUDr. Mgr. Pavol Privitzer.
- [5] AUGUSTYNEK, Martin, Ondřej ADAMEC a Marek PENHAKER. *Přístrojová zdravotnická technika I.* [online]. 1. vyd. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2010, 152, lii s. [cit. 2013-01-20]. ISBN 978-80-248-2364-5.
Dostupné z: http://bmeng.vsb.cz/vystupy/Akt_1/Skripta_PZT_1/
- [6] *Návrh bifazického defibrilačního výboje: Laboratorní úloha - ZEP2*
- [7] Defibrilace. In: *WikiSkripta.eu* [online]. [cit. 2013-01-18].
Dostupné z: <http://www.wikiskripta.eu/index.php/Defibrilace>
- [8] KOLEKTIV AUTORŮ. *Příručka pro kompletaci výukové sady biomedicínského inženýrství* [online]. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2011, 88 s. [cit. 2013-01-21]. ISBN 978-80-248-2396-6. Dostupné z:
http://bmeng.vsb.cz/vystupy/Akt_3/SW/manual/manual.pdf
- [9] Srdce. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2013-01-21]. Dostupné z: <http://cs.wikipedia.org/wiki/Srdce>
- [10] Akční potenciál v srdci. In: *WikiSkripta.eu* [online]. [cit. 2013-01-18].
Dostupné z:
http://www.wikiskripta.eu/index.php/Ak%C4%8Dn%C3%AD_potenci%C3%A1l_v_srdci
- [11] What is Defibrillation and Definition. [online]. [cit. 2013-01-21]. Dostupné z:
<http://www.beltina.org/health-dictionary/defibrillation-cardiac-arrest.html>

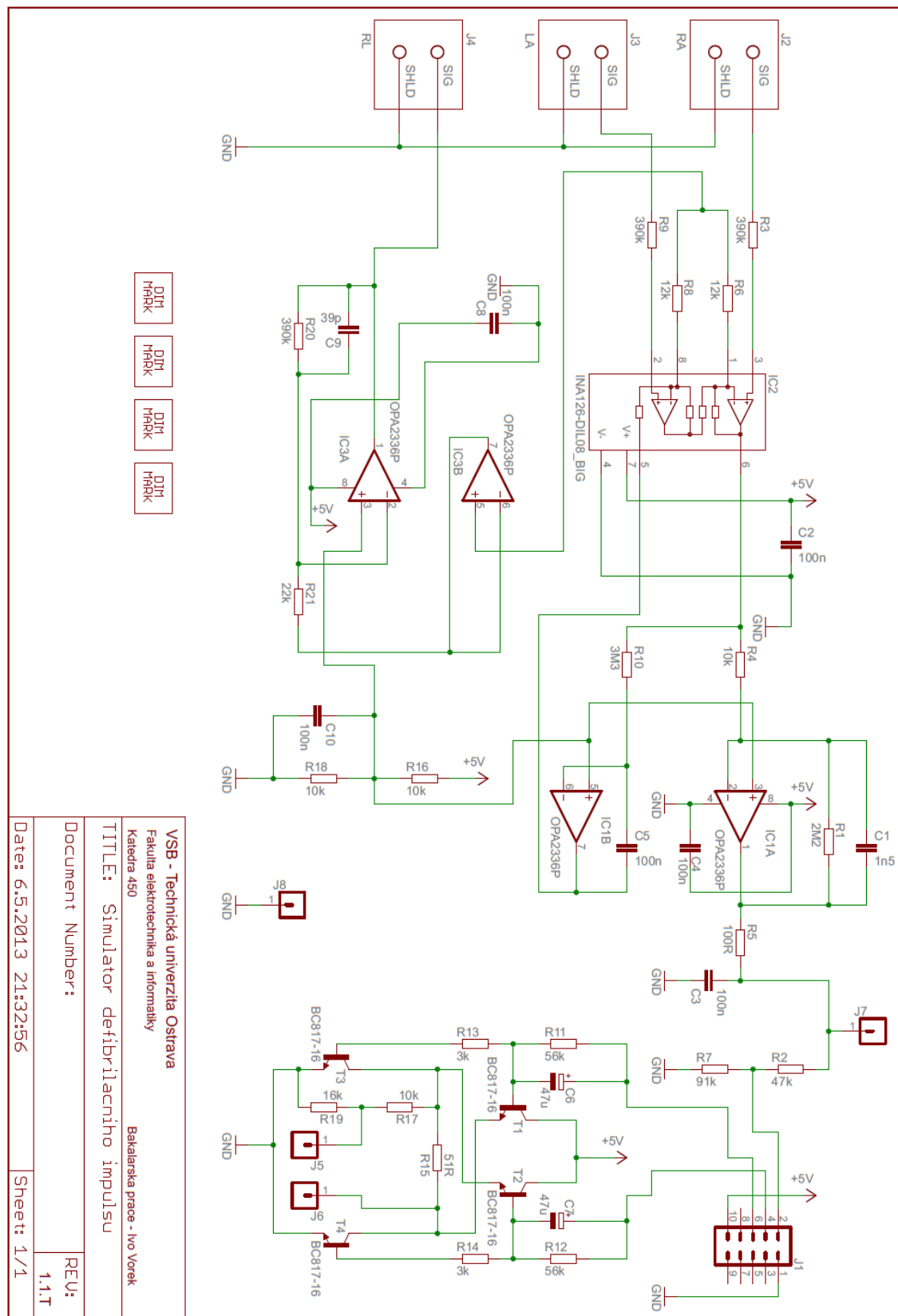
- [12] *Začínáme s mikrokontrolery HCS08: První projekt v prostředí CodeWarrior* [online]. 05.12.2010, 01.03.2011 [cit. 2013-04-30]. Dostupné z: <http://www.micovo.cz/elektronika-zaciname-s-mikrokontrolery-hcs08-prvni-projekt-v-prostredi-codewarrior.htm>
- [13] MARTIN, Prauzek. *Číslicová a mikroprocesorová technika: Část druhá* [online]. první, 2013. [cit. 2013-05-01]. Dostupné z: http://homel.vsb.cz/~pra132/files/CMT_prauzek_final_1_1.pdf
- [14] HCS08 Family: Datasheet [online]. [cit. 2007-05-01]. Dostupné z: http://www.freescale.com/files/microcontrollers/doc/ref_manual/HCS08RMV1.pdf
- [15] Medtronic. [online]. [cit. 2013-05-06]. Dostupné z: <http://www.medtronic.cz/>
- [16] Freescale. [online]. [cit. 2013-05-06]. Dostupné z: <http://www.freescale.com>
- [17] Fluke Biomedical. [online]. [cit. 2013-05-06]. Dostupné z: <http://www.flukebiomedical.com/>
- [18] Texas Instruments INA126: Datasheet. [online]. [cit. 2013-05-06]. Dostupné z: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina126.pdf>
- [19] Texas Instruments OPA2336: Datasheet. [online]. [cit. 2013-05-06]. Dostupné z: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/opa2336.pdf>
- [20] CadSoft EAGLE. [online]. [cit. 2013-05-06]. Dostupné z: <http://www.cadsoftusa.com/>

Seznam obrázků

Obrázek 1 - Schéma lidského srdce [9].....	2
Obrázek 2 - Akční potenciál pracovního myokardu [10].....	4
Obrázek 3 - Převodní systém srdeční [3]	5
Obrázek 4 - Fibrilace síní a komor na EKG [5]	6
Obrázek 5 - RLC obvod	7
Obrázek 6 - Umístění elektrod na těle pacienta pro nepřímou defibrilaci [11].....	8
Obrázek 7 - Monofázický sinusoidální průběh defibrilačního impulsu [7]	9
Obrázek 8 - Monofázický exponenciální průběh defibrilačního impulsu [7]	9
Obrázek 9 - Bifázický průběh defibrilačního impulsu [7]	10
Obrázek 10 - Červeně znázorněno umístění defibrilačního impulsu při fibrilaci síní [5].....	10
Obrázek 11 - Příklad blokového zapojení synchronizovaného defibrilátoru [5]	11
Obrázek 12 - AED LifePak firmy Medtronic [15].....	12
Obrázek 13 - Mezinárodní symbol pro označení umístění AED	12
Obrázek 14 - Logo společnosti Freescale [16].....	13
Obrázek 15 - Blokové schéma simulátoru	14
Obrázek 16 - Fluke Impulse 7000DP [17]	14
Obrázek 17 - Schéma přístrojového zesilovače INA126 [18].....	15
Obrázek 18 - Zapojení INA126.....	15
Obrázek 19 - Operační zesilovač OPA2336 [19].....	16
Obrázek 20 - Zapojení portu PTB na mikrokontroléru	17
Obrázek 21 - Vývojová sada EVB	17
Obrázek 22 - Hodnoty napětí nasnímaného EKG	18
Obrázek 23 - Znázornění průběhu jednotlivých fází časovače	19
Obrázek 24 - Schéma zapojení generátoru.....	20
Obrázek 25 - Znázornění jednotlivých fází tvarování impulsu.....	20
Obrázek 26 - Logo programu EAGLE [20]	21
Obrázek 27 - Logo programu CodeWarrior [16]	21
Obrázek 28 - Návrh DPS v EAGLE, pro větší přehlednost bez rozlité GND	22
Obrázek 29 - Hotový simulátor defibrilačního impulsu.....	22
Obrázek 30 - Vývojový diagram programu	24
Obrázek 31 - Záznam EKG křivky	25
Obrázek 32 - Záznam defibrilačního impulsu.....	25
Obrázek 33 - Záznam EKG s defibrilačním impulsem	26
Obrázek 34 - Správné zapojení svodů na přístroj Fluke	27

Přílohy

A. schéma zapojení simulátoru defibrilačního impulsu



VSB - Technická univerzita Ostrava	
Fakulta elektrotechnika a informatiky	
Katedra 450	
Bakalárska práca - Ivo Vorek	
TITLE: Simulator defibrilacniho impulsu	
Document Number:	REV:
	1.1.T
Date: 6.5.2013 21:32:56	Sheet: 1/1

Obsah CD

- Bakalářská práce ve formátu .pdf/a
- Složka Eagle – schéma zapojení a DPS ve formátu EAGLE
- Složka CodeWarrior - zdrojový kód programu, knihovny atd.h a timer.h